

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-272961

(43)公開日 平成8年(1996)10月18日

(51)Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 6 T 5/20			G 0 6 F 15/68	4 0 5
H 0 4 N 5/325		7638-2J	A 6 1 B 6/00	3 5 0 N
G 0 6 T 1/00			G 0 6 F 15/62	3 9 0 A

審査請求 未請求 請求項の数8 O L (全 15 頁)

(21)出願番号 特願平7-71774

(22)出願日 平成7年(1995)3月29日

(71)出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社
神奈川県南足柄市中沼210番地

(72)発明者 武尾 英哉

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富
士写真フイルム株式会社内

(72)発明者 山田 雅彦

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富
士写真フイルム株式会社内

(74)代理人 弁理士 柳田 征史 (外1名)

(54)【発明の名称】 画像処理方法

(57)【要約】

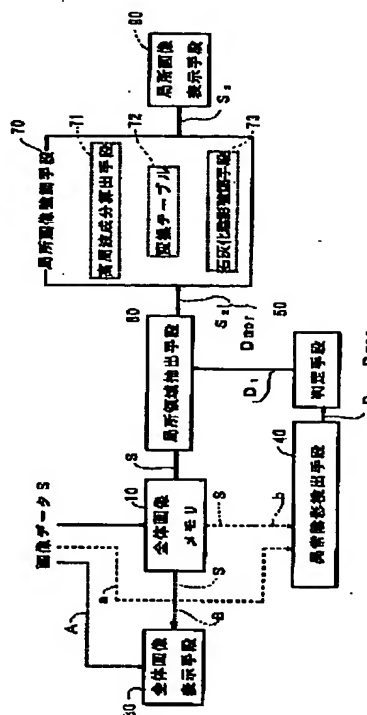
【目的】 画像のアンダーシュート、オーバーシュートを抑制し、ノイズ成分等の画像読影に不要な成分を強調することなく、注目する特定の画像部分だけを効率よく強調処理する。

【構成】 全体画像メモリ10に記憶された、濃度値Dorgの画像データSに対して、モーフロジーフィルタ（異常陰影検出手段）40によるモーフロジーの演算を施して、石灰化陰影を示す信号を検出し、この信号Dmorに対して変換テーブル72により単調増加関数βの変換を施し、信号Dorgに対して高周波成分算出手段71により(Dorg - Dus)なるボケマスク処理を施し、石灰化陰影強調手段73により、

$$D_{proc} = D_{org} + \beta (D_{mor}) \times f (D_{org} - D_{us})$$

(1)

なる演算を行って、腫瘍陰影だけを選択的に強調処理して局所画像表示手段90に表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 画像を表すオリジナルの画像信号Dorgに対して、多重構造要素Bi およびスケール係数λを用いたモーフォロジー演算を施すことにより、前記画像信号が空間的に前記多重構造要素Bi より小さく変動する画像部分に対応する画素であるか否かを示すモーフォロジー信号Dmor を抽出し、
前記オリジナルの画像信号Dorg の、超低空間周波数に*

$$D_{proc} = D_{org} + \beta (D_{mor}) \times f (D_{org} - D_{us}) \quad (1)$$

なる演算を行って、前記画像部分を選択的に強調処理することを特徴とする画像処理方法。

【請求項2】 前記モーフォロジー演算が、下記式

(2)で示されるものであり、前記画像部分が、該画像※

$$D_{mor} = D_{org} - \max_{i=1, \dots, n} \{ (D_{org} [-] \lambda B_i) [+] \lambda B_i \} \quad (2)$$

ただし、X [-] λ Yは画像信号Xに対する構造要素Yによるλ回のミンコフスキー差の演算、X [+] λ Yは画像信号Xに対する構造要素Yによるλ回のミンコフスキー和の演算、をそれぞれ行うことを表す。

【請求項3】 前記モーフォロジー演算が、下記式

(3)で示されるものであり、前記画像部分が、該画像

部分の周囲の画像部分よりも前記オリジナルの画像信号★

$$D_{mor} = D_{org} - \min_{i=1, \dots, n} \{ (D_{org} [+] \lambda B_i) [-] \lambda B_i \} \quad (3)$$

ただし、X [+] λ Yは画像信号Xに対する構造要素Yによるλ回のミンコフスキー和の演算、X [-] λ Yは画像信号Xに対する構造要素Yによるλ回のミンコフスキー差の演算、をそれぞれ行うことを表す。

【請求項4】 前記モーフォロジー演算が、下記式

(4)で示されるものであり、前記画像部分が、該画像

部分の周囲の画像部分よりも前記オリジナルの画像信号☆

$$D_{mor} = D_{org} - \max_{i=1, \dots, n} (D_{org} [-] \lambda B_i) \quad (4)$$

ただし、X [-] λ Yは画像信号Xに対する構造要素Yによるλ回のミンコフスキー差の演算を行うことを表す。

【請求項5】 前記モーフォロジー演算が、下記式

(5)で示されるものであり、前記画像部分が、該画像

部分の周囲の画像部分よりも前記オリジナルの画像信号◆

$$D_{mor} = D_{org} - \min_{i=1, \dots, n} (D_{org} [+] \lambda B_i) \quad (5)$$

ただし、X [+] λ Yは画像信号Xに対する構造要素Yによるλ回のミンコフスキー和の演算を行うことを表す。

【請求項6】 前記モーフォロジー演算が、下記式

(6)で示されるものであり、前記画像部分が、該画像

部分の周囲の画像部分よりも前記オリジナルの画像信号*

*対応する非鮮鋭マスク信号Dusを求め、

前記モーフォロジー信号Dmor に基づく関数β (Dmor) および前記オリジナルの画像信号Dorg と前記非鮮鋭マスク信号Dusとの差信号 (Dorg - Dus) に基づく関数f (Dorg - Dus)を用いて、前記オリジナルの画像信号Dorg に対して、

【数1】

10※部分の周囲の画像部分よりも前記オリジナルの画像信号

Dorg の値が大きい部分であることを特徴とする請求項

1記載の画像処理方法。

【数2】

★Dorg の値が小さい部分であることを特徴とする請求項

1記載の画像処理方法。

【数3】

☆Dorg の値が大きい部分であることを特徴とする請求項

1記載の画像処理方法。

【数4】

◆Dorg の値が小さい部分であることを特徴とする請求項

40 1記載の画像処理方法。

【数5】

*Dorg の値が大きい部分であることを特徴とする請求項

1記載の画像処理方法。

【数6】

$$D_{mor} = \bigcup_{\lambda=0}^N \{ \max_{i=1, \dots, n} (Dorg [-] \lambda B i) - \max_{i=1, \dots, n} (Dorg [-] \lambda B i) \} \quad (6)$$

ただし、 $X [-] \lambda Y$ は画像信号Xに対する構造要素Yによるλ回のミンコフスキー差の演算、 $(X [-] \lambda Y)^{\vee}$ は画像信号 $(X [-] \lambda Y)$ に対する構造要素Yによるオープニング演算を行うことを表す。

また $\bigcup_{\lambda=0}^N$ は、 $\lambda = 0, 1, \dots, N$ の和集合を表す。

【請求項7】 前記モーフロジー演算が、下記式 * Dorg の値が小さい部分であることを特徴とする請求項 (7) で示されるものであり、前記画像部分が、該画像 1記載の画像処理方法。 部分の周囲の画像部分よりも前記オリジナルの画像信号* 【数7】

$$D_{mor} = \bigcup_{\lambda=0}^N \{ \min_{i=1, \dots, n} (Dorg [+] \lambda B i) - \min_{i=1, \dots, n} (Dorg [+] \lambda B i) \} \quad (7)$$

ただし、 $X [-] \lambda Y$ は画像信号Xに対する構造要素Yによるλ回のミンコフスキー差の演算、 $(X [+] \lambda Y)^{\vee}$ は画像信号 $(X [-] \lambda Y)$ に対する構造要素Yによるクロージング演算を行うことを表す。

また $\bigcup_{\lambda=0}^N$ は、 $\lambda = 0, 1, \dots, N$ の和集合を表す。

【請求項8】 前記モーフロジー演算が、下記式 ※記載の画像処理方法。 (8) で示されるものであることを特徴とする請求項1※ 【数8】

$$D_{mor} = | \min_{i=1, \dots, n} (Dorg [+] \lambda B i) - \max_{i=1, \dots, n} (Dorg [-] \lambda B i) | \quad (8)$$

ただし、 $X [+] \lambda Y$ は画像信号Xに対する構造要素Yによるλ回のミンコフスキー和の演算、 $(X [-] \lambda Y)$ は画像信号Xに対する構造要素Yによるλ回のミンコフスキー差の演算、を行うことを表す。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は画像処理方法に関し、詳細には画像のうち、異常陰影等の特定の画像部分だけを強調処理する画像処理方法に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来より、種々の画像取得方法により得られた画像を表す画像信号に対して、階調処理や周波数処理等の画像処理を施し、画像の観察読影性能を向上さ★

★せることが行われている。特に人体を被写体とした放射線画像のような医用画像の分野においては、医師等の専門家が、得られた画像に基づいて患者の疾病や傷害の有無を的確に診断する必要がある、その画像の読影性能を向上させる画像処理は不可欠なものとなっている。

【0003】この画像処理のうち、いわゆる周波数強調処理としては、例えば特開昭61-169971号に示されるように、原画像の濃度値等の画像信号（オリジナル画像信号という）Dorgを、

$$D_{proc} = Dorg + \beta \times (Dorg - Dus) \quad (9)$$

なる画像信号Dprocに変換するものが知られている。ここでβは周波数強調係数、Dusは非鮮鋭マスク（いわゆるボケマスク）信号である。このボケマスク信号Dus

☆は、2次元に配置された画素に対してオリジナル画像信号Dorgを中心画素とするN列×N行（Nは奇数）の画素マトリクスからなるマスク、すなわちボケマスクを設

定し、

$$Dus = (\Sigma Dorg) / N^2$$

(ただし、 $\Sigma Dorg$ はボケマスク内各画素の画像信号の和)等として求められる超低空間周波数成分である。

【0004】式(9)の第2項括弧内の値($Dorg - Dus$)は、オリジナル画像信号から超低空間周波数成分であるボケマスク信号を減算したものであるから、オリジナル画像信号のうちの、超低空間周波数成分を除去した比較的高い周波数成分を選択的に抽出することができる。この比較的高い周波数成分に周波数強調係数 β を乗

じたうえで、オリジナル画像信号を加算することにより、この比較的高い周波数成分を強調することができる。
【0005】一方、画像のうち異常な陰影等の特定の画像部分だけを選択的に抽出する、モーフォロジー(Morphology; モーフォロジーまたはモルフォロジーとも称する)のアルゴリズムに基づく処理(以下、モーフォロジー演算またはモーフォロジー処理という)が知られている。このモーフォロジー処理は、特に乳癌における特徴的形態である微小石灰化像を検出するのに有効な手法と

$$g^s(x) = g(-x)$$

して研究されているが、対象画像としては、このようなマンモグラムにおける微小石灰化像に限るものではなく、検出しようとする特定の画像部分(異常陰影等)の*

$$G = \{-m, -m+1, \dots, -1, 0, 1, \dots, m-1, m\}$$

【0011】であり、定義域内で値が0で、その定義域Gが下記式(12)であるとする。

$$\star 30$$

$$\text{dilation; } [f \oplus G^s](i) = \max\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (13)$$

$$\text{erosion; } [f \ominus G^s](i) = \min\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (14)$$

$$\text{opening; } f_s = (f \ominus G^s) \oplus g \quad (15)$$

$$\text{closing; } f^s = (f \oplus G^s) \ominus g \quad (16)$$

【0015】すなわち、dilation(ダイレーション)処理は、注目画素を中心とした、 $\pm m$ (構造要素Bに応じて決定される値)の幅の中の最大値を探索する処理であり(図4(A)参照)、一方、erosion(エロージョン)処理は、注目画素を中心とした、 $\pm m$ の幅の中の最小値を探索する処理である(図4(B)参照)。また、opening(またはclosing)処理は最小値(または最大値)の探索の後に、最大値(または最小値)を探索することに相当する。すなわちopening(オープニング)処理は、低輝度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑らかにし、マスクサイズ2mより小さい凸状の濃度変動部分(周囲部分よりも輝度が高い部分)を取り除くことに相当する(図4(C)参照)。一方、closing(クロージング)処理は、高輝度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑らかにし、

(10)

*大きさや形状が予め分かっているものについては、いかなる画像に対しても適用することができる。

【0006】以下、このモーフォロジー処理を、マンモグラムにおける微小石灰化像の検出に適用した例により、モーフォロジー処理の概要について説明する。

【0007】(モーフォロジーの基本演算)モーフォロジー処理は一般的にはN次元空間における集合論として展開されるが、直感的な理解のために2次元の濃淡画像を対象として説明する。

【0008】濃淡画像を座標 (x, y) の点が濃度値 $f(x, y)$ に相当する高さをもつ空間とみなす。ここで、濃度値 $f(x, y)$ は、CRTに表示するための信号のように、輝度の高いもの程大きな値となる高輝度高信号レベルの信号とする。

【0009】まず、簡単のために、その断面に相当する1次元の関数 $f(x)$ を考える。モーフォロジー演算に用いる構造要素 g は次式(11)に示すように、原点について対称な対称関数

【0010】

【数9】

(11)

※【0012】

【数10】

(12)

★【0014】

【数11】

☆マスクサイズ2mより小さい凹状の濃度変動部分(周囲部分よりも輝度が低い部分)を取り除くことに相当する(図4(D)参照)。

【0016】なお、構造要素 g が原点に対して対称ではない場合の、式(13)に示すダイレーション演算をMinkowski(ミンコフスキー)和、式(14)に示すエロージョン演算をMinkowski差という。

【0017】ここで、濃度値 $f(x)$ が、ネガフィルムに記録するための信号のように、濃度の高いもの程大きな値となる高濃度高信号レベルの信号の場合においては、輝度と濃度との関係が逆転するため、高濃度高信号レベルの信号におけるダイレーション処理は、高輝度高信号レベルにおけるエロージョン処理(図4(B))と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるエロージ

7

ン処理は、高輝度高信号レベルにおけるダイレーション処理(図4(A))と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるオープニング処理は、高輝度高信号レベルにおけるクロージング処理(図4(D))と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるクロージング処理は、高輝度高信号レベルにおけるオープニング処理(図4(C))と一致する。

【0018】なお、本項では高輝度高信号レベルの画像信号(輝度値)の場合について説明する。

【0019】(石灰化陰影検出への応用)石灰化陰影の検出には、原画像から平滑化した画像を引き去る差分法*

$$P = f - \max_{i \in \{1, \dots, M\}} \{(f \ominus B_i) \oplus B_i\}$$

$$= f - \max_{i \in \{1, \dots, M\}} \{f_{B_i}\}$$

【0021】ここで B_i ($i=1, 2, \dots, M$)は、例えば図5に示す直線状の4つ(この場合 $M=4$)の構造要素(これら4つの構造要素の全体をもって多重構造要素という)である。構造要素 B_i を検出対象である石灰化陰影よりも大きく設定すれば、上記オープニング演算による処理で、構造要素 B_i よりも細かな凸状の信号変化部分である石灰化陰影は取り除かれる。一方、細長い形状の非石灰化陰影はその長さが構造要素 B_i よりも長く、その傾きが4つの構造要素 B_i のいずれかに一致すればオープニング処理(式(17)の第2項の演算)をしてもそのまま残る。したがってオープニング処理によって得られた平滑化画像(石灰化陰影のみが取り除かれた※

$$P = f - \min_{i \in \{1, \dots, M\}} \{(f \oplus B_i) \ominus B_i\}$$

$$= f - \min_{i \in \{1, \dots, M\}} \{f^{B_i}\}$$

【0024】このように、モーフォロジー処理は、
(1)石灰化陰影そのものの抽出に有効であること
(2)複雑なバックグラウンド情報に影響されにくいこと
(3)抽出した石灰化陰影がひずまないこと

などの特徴がある。すなわち、この手法は一般の微分処理に比べて、石灰化陰影のサイズ・形状・濃度分布などの幾何学的情報をより良く保った検出が可能である。

【0025】

【発明が解決しようとする課題】ところで上述したように、画像の読影性能を向上させるには、対象となる画像に対して画像処理を行うことが不可欠となっているが、特開平2-1078号に開示されているように、単に濃度依存による強調処理では、例えばマンモグラムにおける放射線ノイズ成分のような、画像読影の障害となる成分まで強調されるため、読影性能をむしろ低下させることになる。

【0026】また特公昭60-192482号、特開平2-120985号、特表平3-502975号等に開示されているように、★50

8

*が考えられる。単純な平滑化法では石灰化陰影と細長い形状の非石灰化陰影(乳腺、血管および乳腺支持組織等)との識別が困難であるため、東京農工大の小畑らは、多重構造要素を用いたオープニング演算に基づく下記式(17)で表されるモーフォロジーフィルタを提案している(「多重構造要素を用いたモーフォロジーフィルタによる微小石灰化像の抽出」電子情報通信学会論文誌 D-II Vol. J75-D-II No. 7 P1170 ~1176 1992年7月等)。

【0020】

【数12】

(17)

※画像)を原画像 f から引き去ることで、小さな石灰化陰影のみが含まれる画像が得られる。これが式(17)の考え方である。

【0022】なお、前述したように、高濃度高信号レベルの信号の場合においては、石灰化陰影は周囲の画像部分よりも濃度値が低くなり、石灰化陰影は周囲部分に対して凹状の信号変化部分となるため、オープニング処理に代えてクロージング処理を適用し、式(17)に代えて式(18)を適用する。

【0023】

【数13】

(18)

★画像信号の分散値に依存した強調処理では、局所的に濃度変化の大きい画像部分が強く強調されるため、その付近でアンダーシュート、オーバーシュートが相対的に目立ち、特にX線画像に関しては高濃度側でアーチファクトが発生しやすいという問題がある。

【0027】本発明は上記事情に鑑みなされたものであって、ノイズ成分等の画像読影に不要な成分を強調することなく、注目する特定の画像部分だけを効率よく強調処理し、アーチファクトの発生を抑制した画像処理方法を提供することを目的とするものである。

【0028】

【課題を解決するための手段】本発明の画像処理方法は、画像を表すオリジナルの画像信号 D_{org} に対して、多重構造要素 B_i およびスケール係数 λ を用いたモーフォロジー演算を施すことにより、前記画像信号が空間的に前記多重構造要素 B_i より小さく変動する画像部分に対応する画素であるか否かを示すモーフォロジー信号 D_{mor} を抽出し、前記オリジナルの画像信号 D_{org} の、超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスク信号 D_{us} を求め、

前記モーフォロジー信号Dmorに基づく関数 β (Dmor)
)および前記オリジナルの画像信号Dorgと前記非鮮
 鋭マスク信号Dusとの差信号(Dorg - Dus)に基づく
 関数 f (Dorg - Dus)を用いて、前記オリジナルの画*

*像信号Dorgに対して、
 【0029】
 【数1】

$$D_{proc} = D_{org} + \beta(D_{mor}) \times f(D_{org} - D_{us}) \quad (1)$$

【0030】なる演算を行って、前記画像部分を選択的
 に強調処理することを特徴とするものである。なお、関
 数 β (Dmor)は、図3(a)、(b)に示すように、
 |Dmor|に対して単調増加の関数である。

※称の要素が望ましい。

【0032】さらに、モーフォロジー演算としては、下
 記式(2)～(8)で示される種々のものを適用するこ
 とができる。

【0031】また、構造要素Bとしては、例えば、正方
 形、長方形、円形、楕円形、または菱形等の上下左右対※

【0033】

$$D_{mor} = D_{org} - \max_{i=1, \dots, n} \{ (D_{org} [-] \lambda B_i) [+] \lambda B_i \} \quad (2)$$

ただし、 $X [-] \lambda Y$ は画像信号Xに対する構造要素Yによる λ 回
 のミンコフスキー差の演算、 $X [+] \lambda Y$ は画像信号Xに対する構造
 要素Yによる λ 回のミンコフスキー和の演算、をそれぞれ行うことを
 表す。

【0034】

★ ★【数3】

$$D_{mor} = D_{org} - \min_{i=1, \dots, n} \{ (D_{org} [+] \lambda B_i) [-] \lambda B_i \} \quad (3)$$

ただし、 $X [+] \lambda Y$ は画像信号Xに対する構造要素Yによる λ 回
 のミンコフスキー和の演算、 $X [-] \lambda Y$ は画像信号Xに対する構造
 要素Yによる λ 回のミンコフスキー差の演算、をそれぞれ行うことを
 表す。

【0035】

☆ ☆【数4】

$$D_{mor} = D_{org} - \max_{i=1, \dots, n} (D_{org} [-] \lambda B_i) \quad (4)$$

ただし、 $X [-] \lambda Y$ は画像信号Xに対する構造要素Yによる λ 回
 のミンコフスキー差の演算を行うことを表す。

【0036】

◆ ◆【数5】

$$D_{mor} = D_{org} - \min_{i=1, \dots, n} (D_{org} [+] \lambda B_i) \quad (5)$$

ただし、 $X [+] \lambda Y$ は画像信号Xに対する構造要素Yによる λ 回
 のミンコフスキー和の演算を行うことを表す。

【0037】

* *【数6】

$$D_{mor} = \bigcup_{\lambda=0}^N \{ \max_{i=1, \dots, n} (Dorg [-] \lambda B_i) - \max_{i=1, \dots, n} (Dorg [-] \lambda B_i) \} \quad (6)$$

ただし、 $X [-] \lambda Y$ は画像信号 X に対する構造要素 Y による λ 回のミンコフスキー差の演算、 $(X [-] \lambda Y)_\gamma$ は画像信号 $(X [-] \lambda Y)$ に対する構造要素 Y によるオープニング演算を行うことを表す。

また $\bigcup_{\lambda=0}^N$ は、 $\lambda = 0, 1, \dots, N$ の和集合を表す。

【0038】

* * 【数7】

$$D_{mor} = \bigcup_{\lambda=0}^N \{ \min_{i=1, \dots, n} (Dorg [+] \lambda B_i) - \min_{i=1, \dots, n} (Dorg [+] \lambda B_i) \} \quad (7)$$

ただし、 $X [-] \lambda Y$ は画像信号 X に対する構造要素 Y による λ 回のミンコフスキー差の演算、 $(X [+] \lambda Y)_\gamma$ は画像信号 $(X [-] \lambda Y)$ に対する構造要素 Y によるクロージング演算を行うことを表す。

また $\bigcup_{\lambda=0}^N$ は、 $\lambda = 0, 1, \dots, N$ の和集合を表す。

【0039】

※ ※ 【数8】

$$D_{mor} = | \min_{i=1, \dots, n} (Dorg [+] \lambda B_i) - \max_{i=1, \dots, n} (Dorg [-] \lambda B_i) | \quad (8)$$

ただし、 $X [+] \lambda Y$ は画像信号 X に対する構造要素 Y による λ 回のミンコフスキー和の演算、 $(X [-] \lambda Y)$ は画像信号 X に対する構造要素 Y による λ 回のミンコフスキー差の演算、を行うことを表す。

【0040】すなわち、式(2)で表されるモーフォロジー演算を適用することにより、モーフォロジー信号 D_{mor} として、オリジナルの画像信号 $Dorg$ の値が周囲の画像部分よりも大きく、かつ前記多重構造要素 B_i より小さく変動する画像部分(例えば、高輝度高信号レベルの画像信号における石灰化陰影)を構成する画素の信号★40

★を抽出することができ、この画像部分を効果的に強調処理することができる。

【0041】なお、上記式(2)～(8)において、

【0042】

【数14】

演算子 $[+]$ は、ミンコフスキー和の演算を行なう演算子 \oplus を、
演算子 $[-]$ は、ミンコフスキー差の演算を行なう演算子 \ominus を、
それぞれ表すものである。

以下、本明細書中、便宜上、演算子 \oplus 、 \ominus を表すものとして
演算子 $[+]$ 、 $[-]$ をそれぞれ使用する。

【0043】また、式(3)で表されるモーフォロジー演算を適用することにより、モーフォロジー信号 D_{mor} として、オリジナルの画像信号 $Dorg$ の値が周囲の画像部分よりも小さく、かつ前記多重構造要素 B_i より小さく

☆く変動する画像部分(例えば、高濃度高信号レベルの画像信号における石灰化陰影)を構成する画素の信号を抽出することができ、この画像部分を効果的に強調処理することができる。

【0044】式(4)で表されるモーフォロジー演算を適用することにより、モーフォロジー信号 D_{mor} として、オリジナルの画像信号 D_{org} の値が周囲の画像部分よりも大きくかつ前記多重構造要素 B_i より小さく変動する画像部分や、輝度(濃度)が急激に変化するエッジ部分を構成する画素の信号を抽出することができ、このような画像部分を効果的に強調処理することができる。

【0045】式(5)で表されるモーフォロジー演算を適用することにより、モーフォロジー信号 D_{mor} として、オリジナルの画像信号 D_{org} の値が周囲の画像部分よりも小さくかつ前記多重構造要素 B_i より小さく変動する画像部分や、輝度(濃度)が急激に変化するエッジ部分を構成する画素の信号を抽出することができ、このような画像部分を効果的に強調処理することができる。

【0046】式(6)で表されるモーフォロジー演算を適用することにより、モーフォロジー信号 D_{mor} として、オリジナルの画像信号 D_{org} の値が周囲の画像部分よりも大きくかつ前記多重構造要素 B_i より小さく変動する、濃度(輝度)変化の大きい画像部分(例えばオリジナルの画像信号 D_{org} が表す画像の骨格部分)を構成する画素の信号を抽出することができ、このような画像部分(骨格部分)を効果的に強調処理することができる。式(6)を具体的に適用した例を図6に示す。原画像 X に対する構造要素 B (半径 r の円形構造とする)での、エロージョン処理した画像と、エロージョン処理した画像に対するオープニング処理した画像との差信号の λ ($\lambda=1, 2, \dots, N$)回までの和集合は、骨格部分 a および b となる。

【0047】式(7)で表されるモーフォロジー演算を適用することにより、モーフォロジー信号 D_{mor} として、オリジナルの画像信号 D_{org} の値が周囲の画像部分よりも小さくかつ前記多重構造要素 B_i より小さく変動する、濃度(輝度)変化の大きい画像部分(例えばオリジナルの画像信号 D_{org} が表す画像の骨格部分)を構成する画素の信号を抽出することができ、このような画像部分(骨格部分)を効果的に強調処理することができる。

【0048】式(6)、(7)で表されるモーフォロジー演算を一般にスケルトン処理と称し、このスケルトン処理によれば、特に骨りょう部分の画像信号に適用した場合、骨格要素だけを選択的に、効果的に強調処理することができる。

【0049】なお、モーフォロジー演算として式(2)~(7)を適用する場合は、関数 $f(D_{org} - D_{us})$ としては、 $f(D_{org} - D_{us}) = D_{org} - D_{us}$ としてもよい。

【0050】式(8)で表されるモーフォロジー演算を適用することにより、局所的に輝度(濃度)変化の大きい画像部分を構成する画素の信号を抽出することができ、このような画像部分を効果的に強調処理することが

できる。

【0051】なお、モーフォロジー演算として式(8)を適用する場合はオーバーシュート、アンダーシュートを抑制するため、関数 $f(D_{org} - D_{us})$ は、 D_{org} が所定の大きさ以下の範囲、あるいは所定の大きさ以上の範囲において、例えば図7に示すように、出力を抑制する関数とすることが必要である。

【0052】

【作用および発明の効果】本発明の画像処理方法は、画像を表すオリジナル画像信号 D_{org} に対して、多重構造要素 B_i およびスケール係数 λ を用いたモーフォロジー演算を施すことにより、画像信号が空間的に多重構造要素 B_i より小さく変動する画像部分に対応する画素であるか否かを示すモーフォロジー信号 D_{mor} を抽出する。

【0053】一方、式(1)第2項の計算処理により、オリジナル画像信号 D_{org} から、その超低空間周波数成分 D_{us} を減算することにより、オリジナル画像信号 D_{org} のうちの比較的高い周波数成分(超低空間周波数成分を除いたものをいう)だけを抽出することができる。この抽出された比較的高い周波数成分には、いわゆる高周波成分である放射線ノイズも含まれる。

【0054】ここで、式(1)に示すように、全体画像の各画素がモーフォロジー演算で得られた石灰化陰影等の、空間的に多重構造要素 B_i より小さく変動する特定の画像部分、を構成する画素か否かに応じた信号 D_{mor} に基づく強調係数 $\beta(D_{mor})$ で高周波成分($D_{org} - D_{us}$)を強調するため、この高周波成分($D_{org} - D_{us}$)に例えば量子ノイズ等の不要な成分が含まれていても、その画素が石灰化陰影等の画像部分を構成するものでない場合は、その画素についての $\beta(D_{mor})$ の値は小さいため、その画素に対する強調度合は小さいものとなる。

【0055】一方、画素が石灰化陰影等の画像部分を構成するものである場合は、その画素についての $\beta(D_{mor})$ の値は大きいため、その画素に対する強調度合は大きいものとなる。

【0056】したがって、画像の高周波成分($D_{org} - D_{us}$)に放射線ノイズが含まれているか否かに拘らず、石灰化陰影等の特定の画像部分であるか否かに応じた関数 $\beta(D_{mor})$ により、特定の画像部分を選択的に強調処理することができる。

【0057】また、濃度変化の大きさに拘らず特定の画像部分が強く強調されるため、アンダーシュート、オーバーシュートを抑制することができアーチファクトの発生を低減することができる。さらに、画像信号の分散値を計算する処理に代えて最大値または最小値を計算する処理を行うため、計算処理に掛かる演算時間を短縮することができる。

【0058】以下、モーフォロジー演算の一例である式(3)を具体的に説明する。

15

【0059】すなわち、高濃度高信号レベルの画像信号である濃度値Dorg についてのモーフォロジー演算によれば、例えば図8(1)の実線に示すような濃度値Dorg の分布を有する画像データに対して、同図(2)に示すような直線状の3画素の構造要素Bで、Dorg [+] Bの演算(ミンコフスキー和)を行うことにより、ある注目画素の濃度値D_i は、その注目画素を中心として互いに隣接する3画素(構造要素Bにより決定される)の中の最大値D_{i+1} を採用したD_i ' に変換される。この演算を全画素について行うことにより、濃度値Dorg ' の分布を有する同図(1)の破線で示す画像データに変換される。

【0060】次に、このミンコフスキー和の演算で得られた濃度値(Dorg [+] B)の構造要素Bによるミンコフスキー差(Dorg [+] B) [-] Bを考えると、同図(1)の破線で示された注目画素の濃度値D_i ' は、その注目画素を中心として互いに隣接する3画素の中の最小値D_{i-1} ' を採用したD_i " (=D_i)に変換される。この演算を全画素について行うことにより、濃度値Dorg " の分布を有する同図(1)の一点鎖線で示す画像データに変換される。この一点鎖線で示された画像データは、もとの実線のオリジナルの画像データに対して、構造要素Bよりも細かい信号値の変化の画像部分が消え、構造要素Bよりも大きい信号値の変化の画像部分は演算前の元の状態を保持することを示している。すなわち、以上の処理(クロージング処理)は、画像濃度の分布を高濃度側から平滑化する処理である。

【0061】このようにクロージング処理で得られた値(Dorg [+] B) [-] Bを元の画像信号Dorg から差し引くことにより得られた値D_{mor} は、上記クロージング処理で消された細かい信号値の変化の画像部分を表す。

【0062】ここで、本来、画像信号は2次元の要素である位置(x, y)と、3次元目の要素である信号値f(x, y)を有するが、上記説明においては、理解の容易化のために、この2次元上に展開された画像の所定の断面に現れた、1次元状の画像信号分布曲線について説明した。

【0063】したがって、本発明の画像処理方法は、以上の説明を2次元画像に拡大適用したものであり、式(1)に示した多重構造要素B_i は、このような断面におけるモーフォロジー演算を2次元面に拡大適用する場合に、この2次元面内での向きが互いに異なる構造要素Bとして準備されたi個の構造要素Bの集合を意味するものである。

【0064】またこれらすべての多重構造要素B_i についてクロージング処理を行った結果、多重構造要素B_i のうちのいずれかと、その延びる方向が一致し、かつその大きさよりも大きく変化する画像部分については、式(3)の第2項min { (Dorg [+] λB_i) [-]

16

λB_i } の値がDorg そのものとなるため、D_{mor} の値はゼロとなり、その部分については強調処理されない。

【0065】なお、スケール係数λは上記ミンコフスキー和の演算およびミンコフスキー差の演算を行う回数を意味し、回数を増加するに応じて平滑化の程度が進む。

【0066】このような本発明のモーフォロジー演算を利用した強調処理と、従来のボケマスク処理による強調処理との比較を、図9に示す。

【0067】

10 【実施例】以下、本発明の画像処理方法を用いた計算機支援画像診断装置について図面を用いて説明する。

【0068】図1は本実施例の計算機支援画像診断装置の概略構成を示すブロック図、図2はこの計算機支援画像診断装置により画像診断に供される乳房の放射線画像(マンモグラム)を示す図である。図示の計算機支援画像診断装置は、マンモグラムの全体の放射線画像(全体画像)Pを表す、各画素の濃度値Dorg の集合である画像データ(全体画像データ)Sを記憶する全体画像メモリ10、全体画像データSに基づいて、もしくは一旦全体画像メモリ10に記憶された全体画像データSに基づいて全体画像Pを表示するCRT等の全体画像表示手段30、全体画像メモリ10に記憶された全体画像データSに基づいて、全体画像Pのうち異常陰影P₁を検出する異常陰影検出手段40、異常陰影検出手段40により異常陰影P₁が検出されたか否かを判定する判定手段50、異常陰影P₁が検出されたと判定手段50により判定された場合に、全体画像メモリ10に記憶された全体画像データSのうち、異常陰影P₁を含む局所領域の画像P₂を表す画像データ(局所画像データ)S₂を抽出する局所領域抽出手段60、局所領域抽出手段60により抽出された局所画像データS₂に基づいた局所領域の画像P₂のうち異常陰影P₁が、全体画像表示手段30に表示される全体画像Pよりも読影性能が向上するように、異常陰影を示す画像データ(異常陰影画像データ)S₁に対して画像強調処理を行う局所画像強調手段70、およびこの画像強調処理のなされた局所画像データS₂に基づいて局所領域の画像P₂を表示するCRT等の局所画像表示手段90、を備えた構成である。

【0069】なお、異常陰影は石灰化陰影、異常陰影検出手段40はモーフォロジー演算を行うモーフォロジーフィルターであって、石灰化陰影を示す画素について、その画素についての式(3)で示した、石灰化陰影を構成する画素であるか否かを示す信号D_{mor}として出力する。

【0070】ただし、対象画像は、本実施例のような医用画像に限るものではなく、工業製品の検査用画像等であってもよい。例えば、内部に巣のある鋳物製品のX線画像について、異常陰影が当該巣の陰影であってもよい。

50 【0071】また上記局所領域とは、異常陰影である石

灰化陰影を含むこの石灰化陰影近傍の領域をいうものとする。

【0072】なお、実施例記載中において、画像を構成する各画素の画像データを濃度信号値Dorgと表記し、これら画素の集合により構成される領域の画像データを画像データSと表記するものとする。また、濃度値Dorgは高濃度高信号レベルの信号値である。

【0073】ここでモーフロジーフィルター40は、前述した特定の画像部分の検出処理のアルゴリズムをいうが、本実施例におけるモーフロジーフィルター40は、このアルゴリズム自体を指すのではなく、このアルゴリ

$$Dus = (\sum Dorg) / N^2$$

(ただし、 $\sum Dorg$ はボケマスク内各画素の画像信号の和)

モーフロジーフィルター40により抽出された石灰化陰影を示す画素についての出力Dmorを、図3(a)で表される単調に増加する β (Dmor)に変換して出力する変換テーブル72と、この出力 β (Dmor)と前述の高周波成分(Dorg - Dus)とを乗じて、周囲に比べて濃度値の低い石灰化陰影に対して、より強い周波数強調を施す石灰化陰影強調手段73とを備えた構成である。

【0075】以下、本実施例の計算機支援画像診断装置の作用について説明する。

【0076】全体画像メモリ10に光磁気ディスクや画像読取装置等から、内部に石灰化部を有する乳房を含む全体画像Pを表す全体画像データSが入力される。また、この全体画像データSは直接、全体画像表示手段30にも入力され(図1のAの経路)、もしくは一旦全体画像メモリ10に記憶されたものとして全体画像表示手段30に入力されて(図1のBの経路)、全体画像表示手段30は、この全体画像データSに基づいて全体画像Pを表示する。

【0077】一方、全体画像メモリ10に記憶された全体画像データSはモーフロジーフィルター40にも入力される。モーフロジーフィルター40は、式(3)にしたがって、石灰化陰影P₁を示す画像データ(以下、石灰化画像データという)S₁を検出する。

【0078】すなわち、図2(1)に示したマンモグラムのI-I線断面における濃度値Dorgの分布は同図

(2)に示すものとなるが、微小石灰化陰影P₁は、その周辺の濃度値の分布が多重構造要素B_iの大きさに比べて細かく変化するため、式(3)のDmorの値はゼロ以外の所定の値を有し、クロージング処理により平滑化される。一方、構造要素Bよりも大きい変動である血管や乳腺の画像P₂は、その濃度値の分布が多重構造要素B_iの大きさに比べて大きいため、Dmorの値がゼロとなり、クロージング処理で平滑化されない。

【0079】これにより、モーフロジーフィルター40により微小石灰化陰影P₁を示す画像データS₁の画素(位置)が特定される。判定手段50は、モーフロジー※50

*ズムによる石灰化陰影の検出処理(式(3)で表す処理)をなす手段を意味する。

【0074】また、局所画像強調手段70は詳しくは、局所画像データS₂を構成する各画素(濃度値Dorg)について、その画素を中心としたN列×N行(Nは例えば「5」などの奇数)の画素マトリクスからなるマスク(以下、単にボケマスクという)信号Dusを下記式(10)により算出し、その後、濃度値Dorgからボケマスク信号値Dusを減算(Dorg - Dus)して高周波成分を算出する手段71と、

$$(10)$$

※フィルター40によりこの微小石灰化陰影P₁を示す微小石灰化画像データS₁が検出されたことを判定するとともに、微小石灰化画像データS₁の画素位置を特定する位置データ(以下、石灰化画素位置データという)D₁、およびモーフロジーフィルター40により抽出された微小石灰化陰影の濃度値の変動Dmorを、局所領域抽出手段60に入力する。

【0080】判定手段50は、モーフロジーフィルター40によりこの石灰化陰影P₁を示す石灰化画像データが検出されなかったと判定した場合には、石灰化画像データS₁の画素位置を特定する石灰化画素位置データD₁を出力せずに処理は終了する。

【0081】一方、石灰化画像データが検出されたと判定した場合は、局所領域抽出手段60には全体画像メモリ10に記憶された全体画像データSも入力され、局所領域抽出手段60は入力された全体画像データSのうち、石灰化画素位置データD₁に基づいて石灰化画像データS₁の画素を含む近傍の画素(これらの画素の集合としての局所領域)を、予め設定された処理手順にしたがって特定したうえで、この局所領域の画像P₂を表す局所画像データS₂を抽出する。

【0082】抽出された局所画像データS₂および信号Dmorは局所画像強調手段70に入力される。

【0083】局所画像強調手段70に入力された局所画像データS₂を構成する各画素(濃度値Dorg)について、まず高周波成分を算出する手段71により、ボケマスク信号Dusが算出されたうえで、高周波成分(Dorg - Dus)が算出される。次に、モーフロジーフィルター40からの入力Dmorが変換テーブル72により β (Dmor)に変換される。この変換テーブル72は、図3(a)に示すように単調増加関数である。すなわち、信号Dmorが大きな値を採る場合は、その画素が石灰化陰影に対応した画素であることを示す。したがって、変換テーブル72の出力 β (Dmor)が大きな値を出力するのは、その画素が石灰化陰影を構成する画素の場合である。

【0084】また、この変換テーブル72によれば、Dmorの小さい領域C₁においてその出力 β (Dmor)は低く抑制されるため、Dmorの小さい領域C₁において検

出される高周波の放射線ノイズを低減させることができる。すなわち、図2(2)に示した濃度値の分布曲線上には実際には、同図(3)の拡大図に示すように、放射線ノイズが重畳しているが、式(3)の第2項のクロージング処理により、この放射線ノイズは同図(3)の破線で示すように平滑化される。したがってDmorの値を非常に細かく変動させることとなるが、微小石灰化陰影による変動Dmorに比べてその変動量自体は小さいため、領域C1とC2との境界値を予め適当に設定することにより、この高周波ノイズが強調されるのを防止することができる。

【0085】一方、領域C3においては、その出力β(Dmor)の変化がDmorの変化に対して抑制されるが、これは、既にある程度のコントラストを有する画像部分について過度の強調処理がなされるのを防止するためである。過度の強調処理がなされると、その画像部分以外の画像部分のコントラストが相対的に低下するため、反って読影性能が低下するからである。

【0086】石灰化陰影強調手段73は、変換テーブル72からの出力β(Dmor)と高周波成分を算出する手段71からの出力である高周波成分(Dorg-Dus)との積β(Dmor)×(Dorg-Dus)を算出し、その積に原画像の濃度値Dorgを加算した式(1)で示す周波数強調処理を施す(本実施例において、式(1)のf(Dorg-Dus)をf(Dorg-Dus)=Dorg-Dus、とする)。

【0087】この周波数強調処理によれば、モーフロジーフィルター40により得られた石灰化陰影を構成する画素か否かに応じた信号Dmorに基づく強調係数β(Dmor)で、高周波成分(Dorg-Dus)を強調するため、この高周波成分(Dorg-Dus)に例えば量子ノイズ等が含まれていても、その画素が石灰化陰影等の画像部分を構成するものでない場合(例えば、血管等の陰影の場合)は、その画素についてのβ(Dmor)の値は小さいため、強調度合は小さいものとなる。一方、画素が石灰化陰影等の画像部分を構成するものである場合は、その画素についてのβ(Dmor)の値は大きいため、その強調度合は大きいものとなる。

【0088】したがって、画像の高周波成分(Dorg-Dus)に放射線ノイズが含まれているか否かに拘らず、石灰化陰影等の特定の画像部分であるか否かに応じた関数β(Dmor)により、特定の画像部分を選択的に強調*

*処理することができる。

【0089】局所画像表示手段90は、この局所画像強調手段70により局所領域の画像P2のうち石灰化陰影P1が強調処理された画像を表示する。

【0090】このように全体画像のうち、石灰化陰影P1の画像だけが別個に局所画像表示手段90に表示されるため、読影者はその表示された局所領域の画像に観察意識、診断意識を集中することができ、診断性能を向上させることができる。

【0091】また、全体画像表示手段30が局所画像表示手段90を兼ねる構成であってもよく、その場合であっても、表示された全体画像Pのうち石灰化陰影P1の画像だけが選択的に強調されるため、オーバーシュートやアンダーシュートが抑制され、これによるアーチファクトが低減されて診断性能の向上した再生画像を得ることができる。

【0092】なお本実施例の画像処理方法は、式(3)で示したモーフロジー演算についての例について説明したが、本発明の画像処理方法はこれに限らず、式(2)、(4)～(8)に示したうちのいずれのモーフロジー演算を用いた強調処理であってもよい。

【0093】ところで、モーフロジーフィルター40の式(2)～(8)による微小石灰化陰影の検出処理でだけでは、微小石灰化陰影と類似の陰影も検出される場合がある。すなわち、式(2)～(8)のDmorの値はゼロにならないような、石灰化陰影とほぼ同一の大きさの、石灰化陰影ではない画像(以下、非石灰化陰影という)も検出される場合がある。このような非石灰化陰影について強調処理をしたのでは、適切な診断に支障をきたす虞がある。

【0094】そこでこのような非石灰化陰影が石灰化陰影とともに検出されるのを防止して、より正確に石灰化陰影だけを検出するために、モーフロジーフィルター40に以下に示す判定機能を付加してもよい。

【0095】すなわち、式(19)に示すモーフロジー演算に基づく微分演算を行い、Mgradの値が大きいほど石灰化陰影である可能性が大きいいため、その後、式(2)～(8)に代えて、式(20)に示す論理演算を行う。

【0096】

【数15】

$$Mgrad = (1/2) \cdot (Dorg \oplus \lambda B - Dorg \ominus \lambda B) \quad (19)$$

$$\text{if } Dmor(x, y) \geq T1 \text{ and } Mgrad \geq T2$$

$$\text{then } Dmor(x, y) = Dmor \text{ else } Dmor(x, y) = 0 \quad (20)$$

【0097】この式(20)で得られたDmorの値がゼロの場合は、その画素は非石灰化陰影であるから、式(1)による強調処理はなされず、Dmorの値がゼロ以外の場合は、その画素は石灰化陰影であるから、式

21

(1) による強調処理がなされる。なお、式(20)中の T_1 、 T_2 は実験的に設定された閾値である。

【0098】また、この式(19)および(20)による判定の他に、マルチスケールのオープニング処理とクロージング処理との組合せによって、石灰化陰影と非石灰化*

$$D' = D_{mor} \ominus \lambda_1 B \oplus \lambda_1 B$$

$$D_c(x, y) = D' \oplus \lambda_2 B \ominus \lambda_2 B$$

if $D_c(x, y) \geq T$ then $D_{mor}(x, y) = D_{mor}$

else $D_{mor}(x, y) = 0$

22

* 陰影との判別の判定をすることもできる。

【0099】具体的には、下式(21)～(23)によって

D_{mor} の値を設定すればよい。

【0100】

【数16】

(21)

(22)

(23)

【0101】なお、式(23)中の T は実験的に設定された閾値である。

【図面の簡単な説明】

【図1】 計算機支援画像診断装置の概略構成を示すブロック図

【図2】 図1に示した計算機支援画像診断装置により画像診断に供される乳房の放射線画像(マンモグラム)を示す図

【図3】 変換テーブルを表す関数のグラフ

【図4】 モーフォロジー演算の基本的な作用を説明する図

【図5】 モーフォロジーフィルターにおける多重構造要素を示す図

【図6】 スケルトン処理を示す説明図

【図7】 オーバーシュート、アンダーシュートを抑制する関数 $f(D_{org} - D_{us})$ を表すグラフ

※【図8】 モーフォロジー演算による処理を具体的に説明するための濃度分布図

【図9】 従来のボケマスク処理と、本発明の画像処理とを比較した図

【符号の説明】

10 全体画像メモリ

30 全体画像表示手段

40 異常陰影検出手段

20 50 判定手段

60 局所領域抽出手段

70 局所画像強調手段

71 高周波成分算出手段

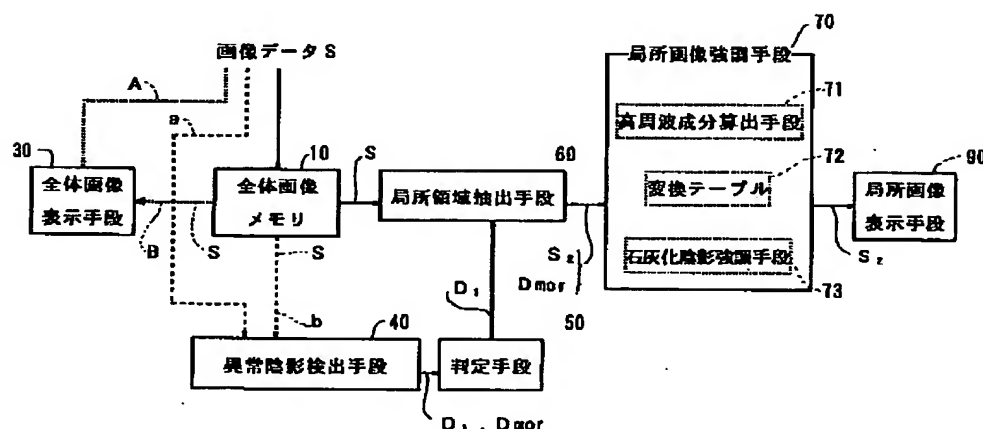
72 変換テーブル

73 石灰化陰影強調手段

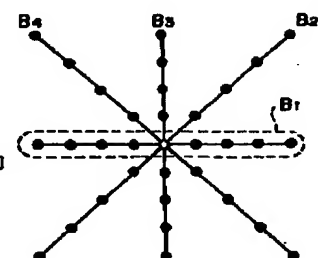
90 局所画像表示手段

※ D_{org} オリジナル濃度値

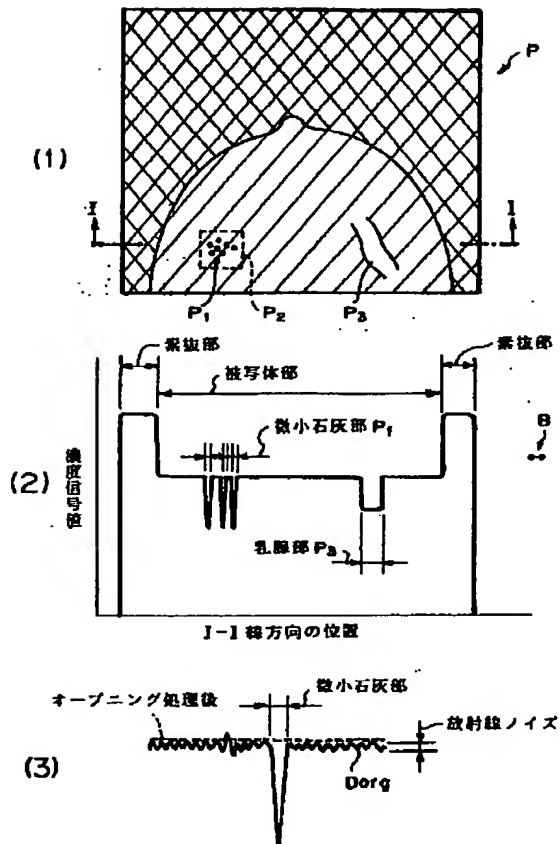
【図1】



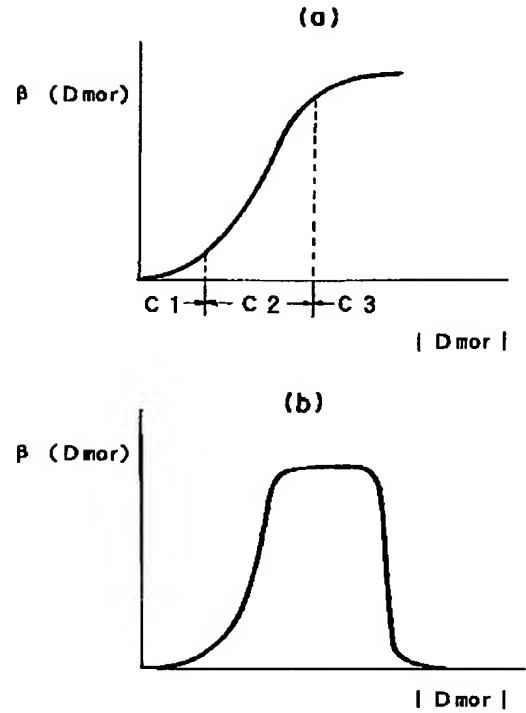
【図5】



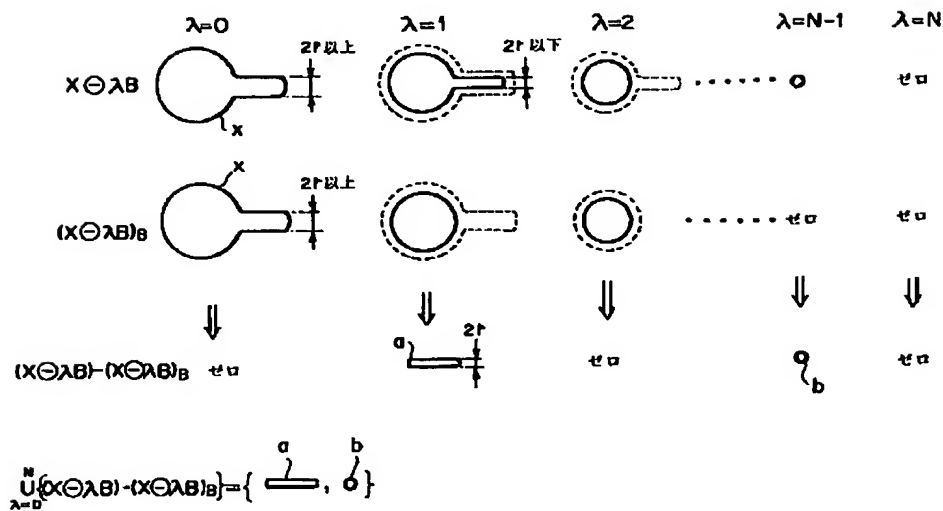
【図2】



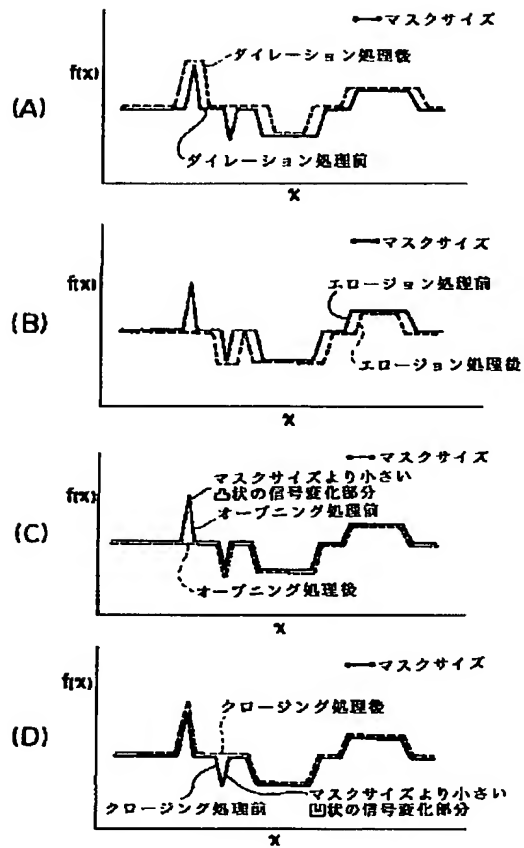
【図3】



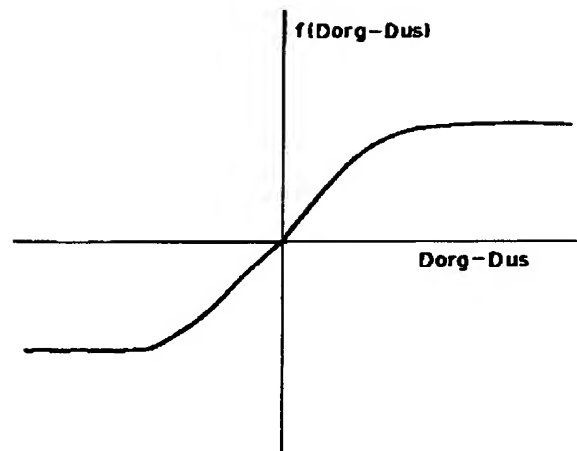
【図6】



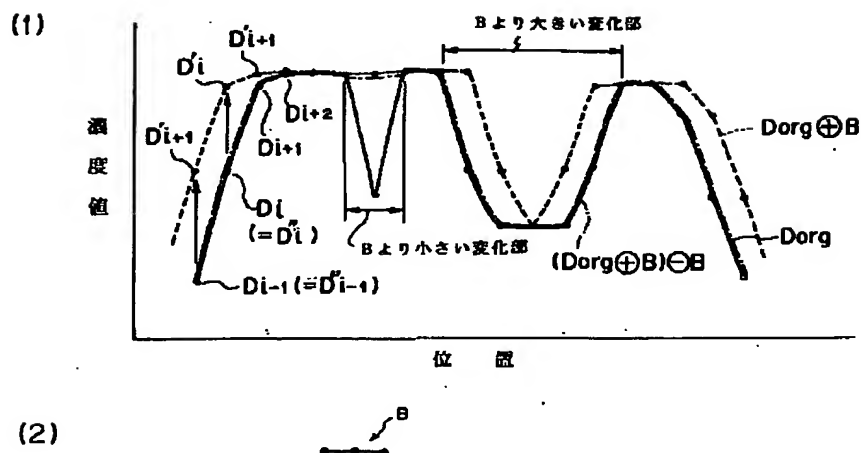
【図4】



【図7】



【図8】



【図9】

